

## 複雑系モデルを用いた生体循環系ダイナミクスの解析

著者	成田 大気, 本間 経康, 酒井 正夫, 田中 明, 吉澤 誠, 阿部 健一
雑誌名	東北大学医学部保健学科紀要
巻	15
号	2
ページ	125-135
発行年	2006-07-31
URL	<a href="http://hdl.handle.net/10097/40459">http://hdl.handle.net/10097/40459</a>

## 複雑系モデルを用いた生体循環系ダイナミクスの解析

成田 大気<sup>1</sup>, 本間 経康<sup>2</sup>, 酒井 正夫<sup>3</sup>  
田中 明<sup>4</sup>, 吉澤 誠<sup>5</sup>, 阿部 健一<sup>6</sup>

<sup>1</sup>東北大学大学院工学研究科 電気・通信工学専攻

<sup>2</sup>東北大学医学部保健学科 放射線技術科学専攻

<sup>3</sup>東北大学大学院情報科学研究科 情報基礎科学専攻

<sup>4</sup>福島大学共生システム理工学類

<sup>5</sup>東北大学情報シナジーセンター 先端情報技術研究部

<sup>6</sup>日本大学工学部

## Chaotic Analysis of Human Circulatory Systems Dynamics

Taiki NARITA<sup>1</sup>, Noriyasu HOMMA<sup>2</sup>, Masao SAKAI<sup>3</sup>,  
Akira TANAKA<sup>4</sup>, Makoto YOSHIZAWA<sup>5</sup> and Kenichi ABE<sup>6</sup>

<sup>1</sup>*Department of Electrical and Communication Engineering  
Graduate School of Engineering, Tohoku University*

<sup>2</sup>*Department of Radiological Technology, School of Health Sciences  
Faculty of Medicine, Tohoku University*

<sup>3</sup>*Department of Computer and Mathematical Sciences  
Graduate School of Information Sciences, Tohoku University*

<sup>4</sup>*Faculty of Symbiotic Systems Science, Fukushima University*

<sup>5</sup>*Research Division of Advanced Information Technology  
Information Synergy Center, Tohoku University*

<sup>6</sup>*School of Engineering, Nihon University*

Key words: Chaotic phenomenon, human circulatory system, and Windkessel model

In this paper, we analyze chaotic behavior observed from human circulatory systems using Cavalcanti's circulatory model. A result reveals a quantitative mechanism of the chaotic behavior. That is, the origin of chaotic behavior is in its time-delay and nonlinear elements that are effective for a physiologically plausible range of parameters value. Simulation results also show physiologically plausible behaviors from periodic to chaotic dynamics for the parameter values derived from the theoretical analysis.

### 1. はじめに

生体循環系は非常に多くの要素の複雑な相互作用により成り立つ大規模な複雑系である。系内に

は血液を循環させるポンプ役の心臓をはじめ、送り出された血液を体内の各所に運搬するための血管、および流れる血液そのものの力学的特性を基本として、それらを適切に制御する体液性、神経

性など複数のフィードバックループを有する<sup>1,2)</sup>。複雑なフィードバックループは一般に非線形・非定常性を含み、生体におけるゆらぎやカオス的な振舞いの原因となっていると考えられている。このため、循環系を厳密に解析することは非常に困難であり、完全な定量的モデルは構築されていない。循環系を血行力学的特性と、中枢神経系などが担うそれを制御する部分との大きく2つに分けて考えると、前者は制御対象、後者は制御器とみなすことができる。これまでに、計測の容易さなど臨床的な立場から、前者の血行力学的側面をモデル化する試みが多くなされてきた<sup>3~5)</sup>。これらのモデルは簡単のため線形近似などを用い、安静状態の循環系ダイナミクスの解析や人工心臓制御などにも応用されている<sup>3)</sup>。

一方、生体における心拍数や血圧などの変化ダイナミクスは様々な内的、外的因子および覚醒や、睡眠、運動といった生理学的状態（モード）により変化することが知られている<sup>6)</sup>。直感的に理解できる例として、運動により心拍数が上昇する、睡眠により体温が下がるということなどが挙げられる。しかし、従来の血行力学的側面からの循環系モデルの多くは、安定状態への収束を基本としている。また、病気など特定の状態を模擬したものはあるものの<sup>7~9)</sup>、複雑なモード遷移、さらには複雑系のもつ本質的なゆらぎやカオス的振舞いを考慮したものはほとんどない。その結果、時々刻々と変化する生体の持つ様々な生理学的状態（モード）に対応できないということが課題となっている<sup>2)</sup>。

この課題を解決し、生体のもつ複雑さ、ダイナミクスの状態依存性を考慮し、生体制御機構の性質を明らかにするためには、モードごとの信号ダイナミクスの差異を明確にできるようなモデル構築が有効であると考えられる<sup>10,11)</sup>。実際、生体における振舞いを複雑系的に解析した研究は以前にもあるが、これらの研究は循環系ダイナミクスを生み出すモデルをブラックボックスとして、観測時系列の再構成アトラクタやリアプノフ指数など複雑系の指標を用いて循環系（生体）の状態を分類するものであり、分類されたモードごとの信号ダ

イナミクスを複雑系的な側面から再現できるようなモデルは、これまでに提案されていない<sup>12,13)</sup>。

本研究では、複雑系の観点から生体をとらえる意味で、生体循環系ダイナミクスを、リアプノフ指数などの非線形解析指標を用いて定量化し、その解析結果を基にした複数の生理学的状態（モード）に対応可能な新しいモデルを提案する。提案モデルの特徴は、従来、モデル化されてきた血行力学的側面・神経系的側面からの視点に加え、より忠実な生体のダイナミクスを実現するため、それらの相互作用に着目した複雑系的非線形性をも考慮した点である。実際の生体循環系データとシミュレーション結果を比較することにより提案モデルの妥当性について論じる。

## 2. 生体循環系ダイナミクスのモード解析

生体循環系におけるモード毎のダイナミクスの差異を明確化するために運動負荷実験を行った。実験は、健常被験者 10 人に対し、安静 15 分の後に自転車エルゴメータ運動を一定負荷のもと 20 分行う、計 35 分の実験である。計測量は血圧  $BP$  [mmHg]、心拍数  $HR$  [beats/min]、一回拍出量  $SV$  [ml]、の 3 状態量で、その値から拍出量  $CO$  [l/min]、末梢血管抵抗  $R$  [dyns/cm<sup>5</sup>] の値を計算により求める。拍出量  $CO$  [l/min]、 $R$  [dyns/cm<sup>5</sup>] は以下の式から導かれる。

$$CO = HR \times SV \quad (1)$$

$$R = \frac{BP}{CO} \quad (2)$$

これらの血行力学的な状態量のほかに、本解析では、交感神経活動の指標として  $LF/HF$ 、複雑さの指標として最大リアプノフ指数<sup>1</sup>  $\lambda_{\max}$  を用いる<sup>14)</sup>。

ある被験者の心拍数  $HR$  [beats/min]、血圧  $BP$  [mmHg]、拍出量  $CO$  [l/min] の観測時系列を

<sup>1</sup>リアプノフ指数とは、系の状態の時間発展軌道の不安定性（安定性）を示す指標であり、 $n$  次元系においては  $n$  個の指数が存在し、最大のものを最大リアプノフ指数  $\lambda_{\max}$  と呼ぶ。とくに、系がカオスであれば、最大リアプノフ指数が正である ( $\lambda_{\max} > 0$ ) 事が知られており、カオス性の判定に用いられる事も多い。

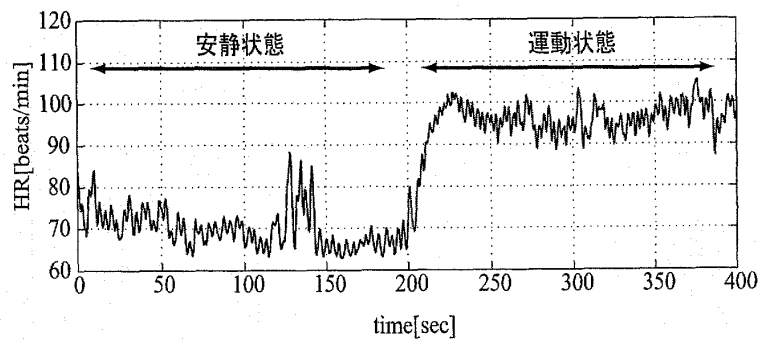


Fig. 1. 生体循環系における心拍数  $HR$  の時間変化

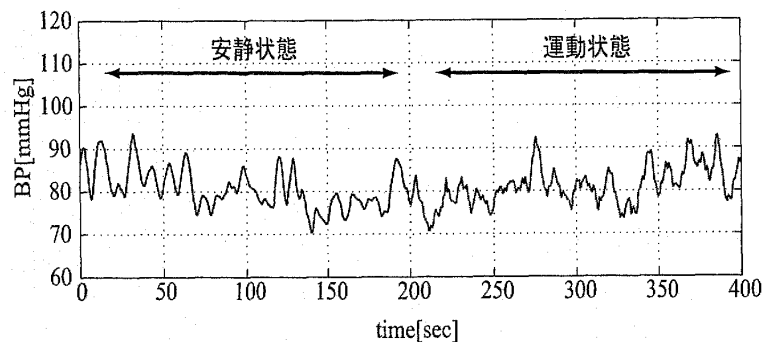


Fig. 2. 生体循環系における血圧  $BP$  の時間変化

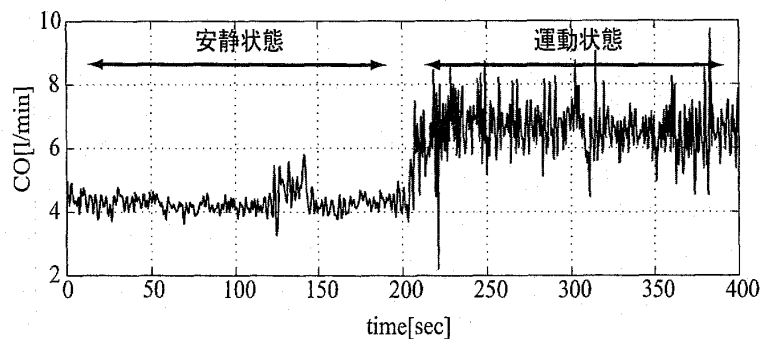


Fig. 3. 生体循環系における拍出量  $CO$  の時間変化

Figs. 1, 2, 3 に示す。図では前半 200 秒が安静状態、後半 200 秒が運動状態となっている。心拍数、拍出量は運動開始に伴い急激に上昇することが分かるが、血圧にはあまり変化が見られない。また、系の定常的ダイナミクスを表現するアトラクタ<sup>2</sup>

<sup>2</sup>アトラクタとは、位相空間における系の定常状態軌道の不変集合を意味し、不動点や周期解を意味する孤立点の他、リミットサイクル、カオスのストレンジアトラクタなどが代表的な形状として知られている。

の振舞いは安静状態と運動状態ではっきり分かれていることが分かる (Fig. 4)。さらに、最大リアプノフ指数は安静状態で  $\lambda_{\max}=0.124$ 、運動状態で  $\lambda_{\max}=0.109$  と、どちらの状態においても正の値をとっていてカオスであるが、安静状態のほうがより大きい値になっていることが分かる。実験の結果をまとめた表を Table 1 に示す。Table 1 から、心拍数  $HR$ 、末梢血管抵抗  $R$  [ $\text{dyns/cm}^5$ ] の変化には個人差が見られるものの、どの状態量も 5%

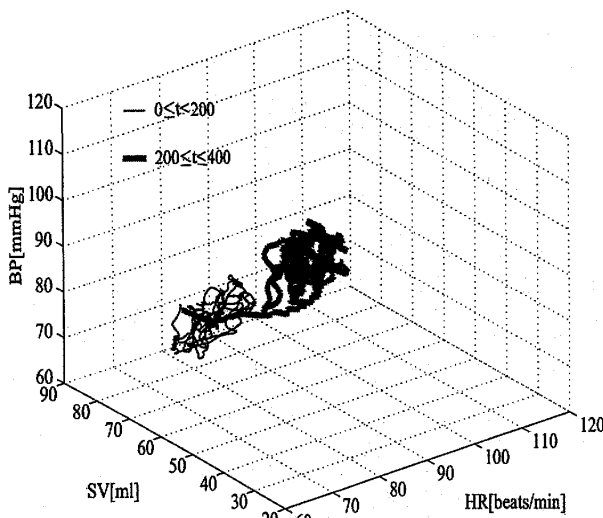


Fig. 4. 生体循環系における心拍数  $HR$ , 血圧  $BP$ , 一回拍出量  $SV$  のアトラクタ

の有意水準を満たしており実験結果は一定の信頼性があるといえる。以上のデータから生体循環系においてはモードによりダイナミクスが明確に変化していることが分かる。

### 3. 提案モデル

前節の結果からも分かるように、生体循環系はモード毎に異なるダイナミクスを示す。一方、これまでの循環系のモデルで、循環系の本質的な大規模・多変数・非線形の複雑系という特徴から生じる複数のモードに複雑系的な側面から対応可能なモデルは未だない。Cavalcanti らは<sup>5)</sup>、生体の圧

受容体反射系の線形モデルに、非線形要素と時間遅延要素を加えたフィードバックシステムを構築し、カオスダイナミクスを実現しているが、このモデルでも安静状態のみを模擬しており、複数のモードに対応できない。

この節では、はじめに Cavalcanti らの循環系モデルについて説明し、さらに、前節の生体循環系におけるモード毎の解析結果を基に、Cavalcanti らの循環系モデルを改変した複数のモードを示す新しいモデルを提案する。

#### 3.1 要素 Windkessel モデルを用いた Cavalcanti らの循環系モデル

3 要素 Windkessel モデルとは、末梢血管抵抗  $R$  [dyns/cm<sup>5</sup>], 動脈コンプライアンス  $C$  [dyns/cm<sup>5</sup>], および大動脈特性インピーダンス  $r$  [dyns/cm<sup>5</sup>] の 3 要素で表現され、入力を大動脈流量  $CO$  [l/min], 出力を大動脈圧  $P$  [mmHg] とする電気回路モデルで、循環系の圧受容体反射を線形近似したものである (Fig. 5)。

この 3 要素 Windkessel モデルにおいて成立する式は (3) 式および (4) 式である。

$$\frac{dP_s(t)}{dt} = -\frac{1}{RC}P_s(t) + \frac{1}{C}CO(t) \quad (3)$$

$$P(t) = P_s(t) + rCO(t) \quad (4)$$

$$R = 1.2 \times 10^3 \text{ [dyns/cm}^5\text{]}$$

$$C = 1 \times 10^{-3} \text{ [cm}^5\text{/dyn]}$$

$$r = 52 \text{ [dyns/cm}^5\text{]}$$

ただし、 $P_s(t)$  は 3 要素 Windkessel モデルの状態

Table 1. 安静状態から運動状態への遷移に伴う各状態量の変化

	平均値	標準偏差	$t$ 検定
心拍数 $HR$ [beats/min]	23.5 上昇	5.27	0.00000019
血圧 $BP$ [mmHg]	1.49 上昇	0.85	0.039
一回拍出量 $SV$ [ml]	0.0040 上昇	0.0034	0.0049
拍出量 $CO$ [l/min]	2.09 上昇	0.83	0.000023
末梢血管抵抗 $R$ [dyn $\times$ sec/cm <sup>5</sup> ]	408 降下	157.1	0.000018
交感神経活動の指標 $LF/HF$	1.00 上昇	0.85	0.035
最大リアプノフ指数 $\lambda_{\max}$	0.039 降下	0.038	0.032

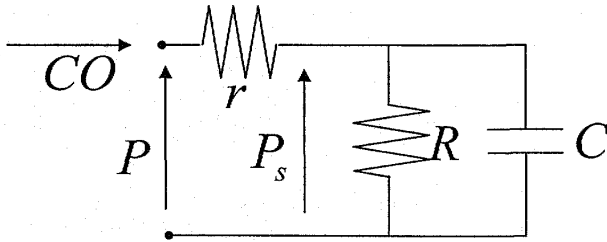


Fig. 5. 3要素 Windkessel モデル

変数である。

Cavalcanti らは<sup>5)</sup>、3要素 Windkessel モデルを用いた循環系モデルにおいて圧反射の動作である動脈圧  $BP$  [mmHg] から心周期  $T$  [s] および一回拍出量  $SV$  [ml] の決定に、それぞれ以下の(5)式および(6)式のようにシグモイド関数的な非線形曲線を使用している (Fig. 6)。各定数については生理学的に妥当な数値を用いている。

$$T = f_T(BP) = T_s + \frac{T_m - T_s}{1 + \gamma e^{-\alpha \frac{BP}{P_n}}}, \quad (5)$$

$$SV = f_{SV}(BP) = \frac{SV_{\max}}{1 + \beta \left( \frac{BP}{P_v} \right)^{-1-k}}, \quad (6)$$

$$T_s = 0.66 \text{ [s]},$$

$$T_m = 1.2 \text{ [s]},$$

$$P_n = 89 \text{ [mmHg]},$$

$$\alpha = 31,$$

$$\gamma = 6.7 \times 10^{13},$$

$$SV_{\max} = 86 \text{ [cm}^3\text{]},$$

$$P_v = 25 \text{ [mmHg]},$$

$$\beta = 72,$$

$$k = 7.$$

シミュレーションにあたっては時間  $\tau = 2.5$  だけ遅れて次の要素に入力されるよう、むだ時間をフィードバックループ枝に含めた (Fig. 6)<sup>15)</sup>。

### 3.2 提案モデル

第2節における生体の時系列データ解析により、体温、心拍数、血圧などの生体の特徴量などは、睡眠、運動、休息といったモードごとに異なるダイナミクスを示すことが示唆された。しかし、前述したように、既存の生体循環系モデルにおいて複数の状態を表現できるものではなく、カオス的

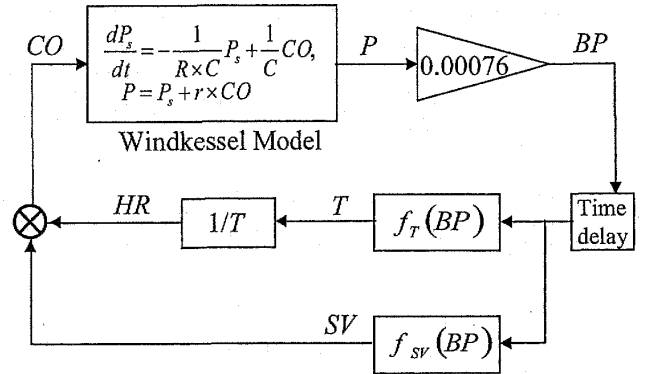


Fig. 6. 3要素 Windkessel モデルを用いた循環系モデル

振舞いを生じる Cavalcanti らの循環系モデルも例外ではない。

Cavalcanti らの循環系モデルにおいて、複数のモードを実現できない理由としては以下のものが挙げられる。

1. モード変化により変化する状態量である末梢血管抵抗  $R$  が定数である
  2. モード変化と密接な関係がある神経活動が考慮されていないか、考慮が不足していてモデルにその特徴が反映されていない
  3. 血圧  $BP$  から拍出量  $CO$  を求める関数が運動状態の拍出量に対応していない (Fig. 7)
  4. 複雑さの変化を実現する要因がない
- 特に、3. は重大な問題で、運動状態のような安静状態より大きな拍出量  $CO$  を必要とするモードにおいては、生体においてはありえない値に収束し、カオス的振舞いも観測できない。

これらの問題を解決して複数のモードを実現するためにモデルシステムを改変した新しいモデルを提案する。変更点を以下に示す。

- a. 末梢血管抵抗  $R$  を(2)式に基づき計算し変数とする
- b. 交感神経活動を反映する  $LF/HF$  を利用する
- c. a., b. の変数を用いて血圧  $BP$  から拍出量  $CO$  を求める関数を変化させる (Fig. 8)

提案モデルのブロック線図は Fig. 9 のようになる。これにより、問題点の1., 2., 3.は解決されモード変化の実現が可能であると考えられる。さ

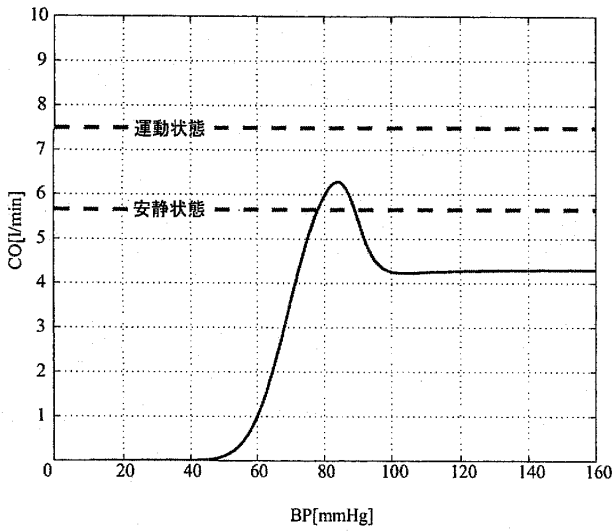
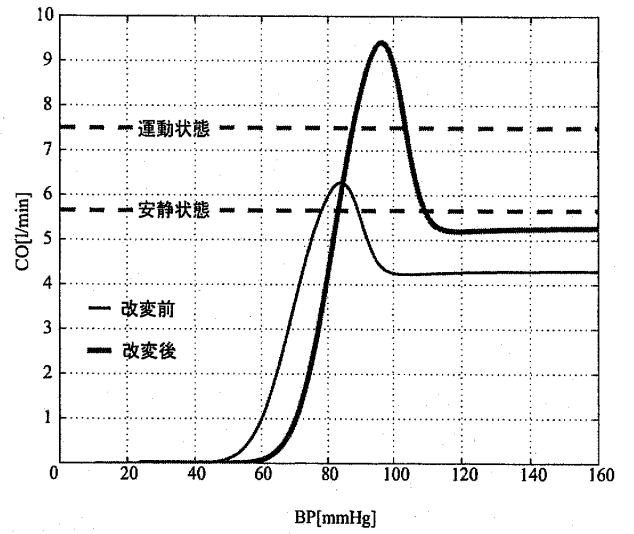
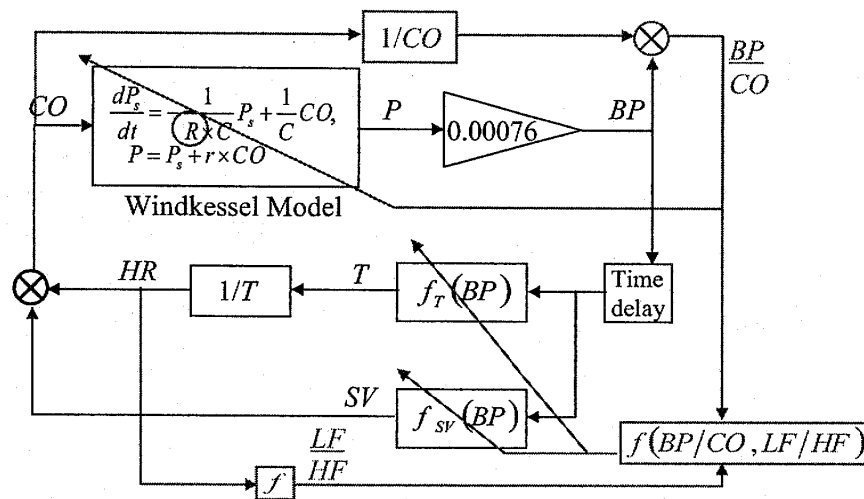

 Fig. 7. Cavalcanti らの循環系モデルにおける血圧  $BP$  から拍出量  $CO$  を求める関数

 Fig. 8. 提案モデルにおける血圧  $BP$  から拍出量  $CO$  を求める関数


Fig. 9. 提案モデルのブロック線図

らに, Cavalcanti らの循環系モデルにおけるカオスの原因は血圧  $BP$  から拍出量  $CO$  を求める関数にのみ依存し, この関数の変化によりダイナミクスの複雑さも変化することが証明されており<sup>16)</sup>, システム改変により問題点の 4. も解決されることも期待される。関数の改変は血圧  $BP$  から心周期  $T$  を導出する関数  $f_T(BP)$  と血圧  $BP$  から一回拍出量  $SV$  を導出する関数  $f_{sv}(BP)$  内の定数部分を変数化するものである。状態変化に鋭敏に反応する交感神経活動の指標  $LF/HF$  と末

梢血管抵抗  $R$  により, 各関数内のパラメータをモードごとに決定する機構になっており, 生理学的知見に基づいて構成されている。システム改変による関数の変化を Figs. 10, 11 に, 改変式を以下に示す。

$$T_s = T_{s0} - \alpha_{Ts} \left( \frac{LF}{HF} - \frac{LF}{HF_0} \right) [s] \quad (7)$$

$$T_m = T_{m0} - \alpha_{Tm} \left( \frac{LF}{HF} \right) - \left( \frac{LF}{HF_0} \right) [s] \quad (8)$$

$$SV_{\max} = SV_{\max 0} - \alpha_{sv} (R - R_0) [ml] \quad (9)$$

$$P_n = P_{n0} - \alpha_P(R - R_0) \text{ [mmHg]} \quad (10)$$

$$P_v = P_{v0} - \alpha_P(R - R_0) \text{ [mmHg]} \quad (11)$$

$$T_{s0} = 0.66 \text{ [s]} \quad (12)$$

$$\alpha_{Ts} = 0.25 \quad (13)$$

$$\frac{LF}{HF_0} = 0.343 \quad (14)$$

$$T_{m0} = 1.2 \text{ [s]} \quad (15)$$

$$\alpha_{Tm} = 0.50 \quad (16)$$

$$SV_{\max 0} = 86 \text{ [cm}^3\text{]} \quad (17)$$

$$\alpha_{SV} = 0.02 \quad (18)$$

$$P_{n0} = 89 \text{ [mmHg]} \quad (19)$$

$$\alpha_P = 0.012 \quad (20)$$

$$R_0 = 1200 \quad (21)$$

$$P_{v0} = 25 \text{ [mmHg]} \quad (22)$$

$T_{s0}$ ,  $T_{m0}$ ,  $SV_{\max 0}$ ,  $P_{n0}$ ,  $P_{v0}$  はそれぞれ Cavalcanti らの循環系モデルの安静状態におけるパラメータ  $T_s$ ,  $T_m$ ,  $SV_{\max}$ ,  $P_n$ ,  $P_v$  の値,  $\frac{LF}{HF_0}$ ,  $R_0$  は, 安静状態における  $LF/HF$ , 末梢血管抵抗  $R$  を示している。また, パラメータ  $\alpha_{Ts}$ ,  $\alpha_{Tm}$ ,  $\alpha_P$ ,  $\alpha_{SV}$  は第2節の実験結果により線形回帰モデルを用いて決定されたものである。

(7), (8)式は交感神経活動の指標  $LF/HF$  が大きくなる (交換神経活動が副交感神経活動に対して優位になる) と心周期  $T$  が小さくなることを示しており, Fig. 10 において関数全体が下方にシフトすることに相当する。心周期  $T$  は心拍数  $HR$  の逆数なので, 運動状態になると心拍数  $HR$  が上昇するということを意味している。さらに, (10), (11)式は末梢血管抵抗  $R$  を状態を示す指標として用いて, 運動状態において血圧が上がることを考慮し動作点を変更することを示し, Figs. 10, 11 において関数全体が右側にシフトすることに相当する。生体において安静状態から運動状態に移る際に, 血圧  $BP$  と心周期  $T$  の関係は Fig. 10 のように変化することは実際に第2節の実験において確認されている。また, (8)式は運動状態になることにより一回拍出量の最大値が上昇することを示し, Fig. 11 におけるシグモイド形の関数の上側の平衡点が上昇していることに相当する。なお, 結

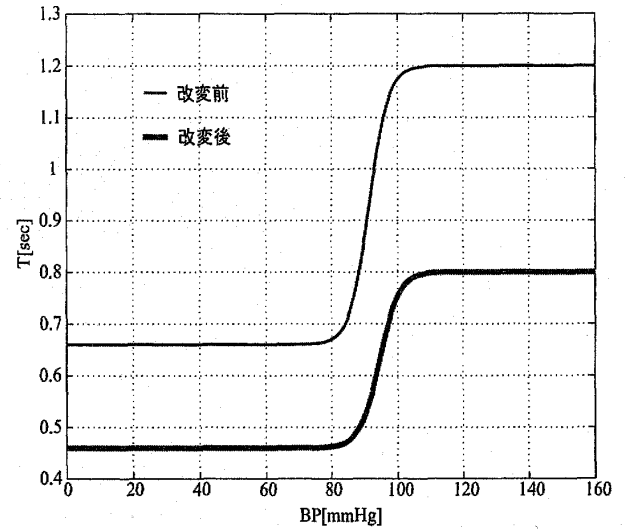


Fig. 10. 提案モデルにおける血圧  $BP$  から心周期  $T$  を求める関数

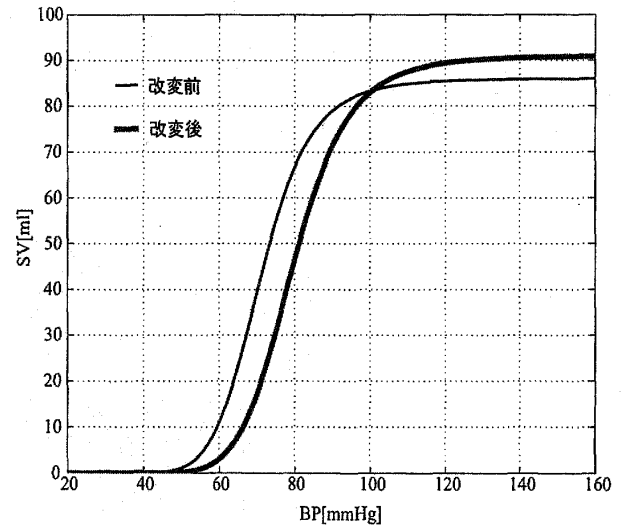


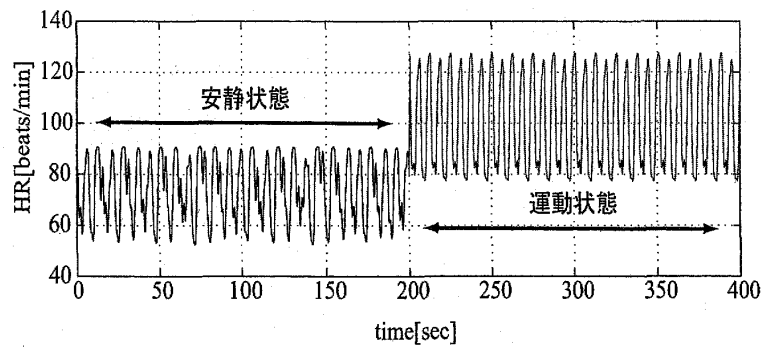
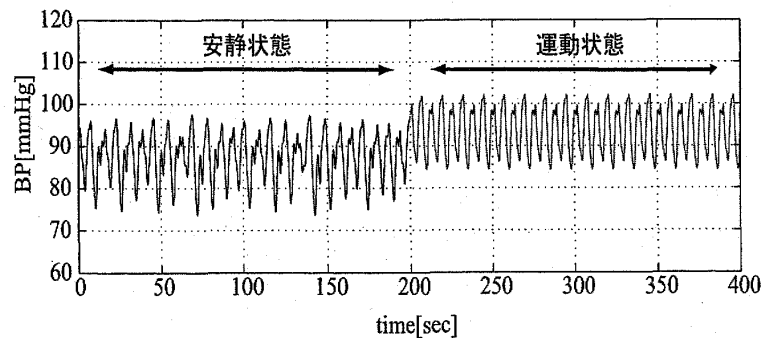
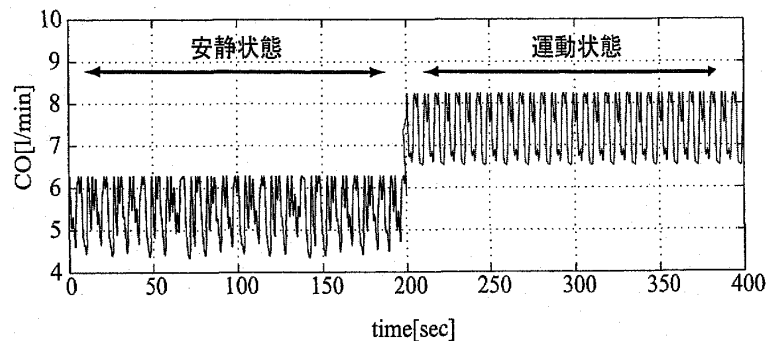
Fig. 11. 提案モデルにおける血圧  $BP$  から一回拍出量  $SV$  を求める関数

果は省略しているが, 運動状態になることにより一回拍出量の最大値が上昇することは第2節における実験においても確認されている。

#### 4. 計算機シミュレーション

提案モデルにおいて前半 200 秒を安静状態, 後半 200 秒を運動状態としたときの心拍数  $HR$  [beats/min], 血圧  $BP$  [mmHg], 拍出量  $CO$  [l/min] のシミュレーション結果を Figs. 12, 13, 14



Fig. 12. 提案モデルにおける心拍数  $HR$  の時間変化Fig. 13. 提案モデルにおける血圧  $BP$  の時間変化Fig. 14. 提案モデルにおける拍出量  $CO$  の時間変化

に示す。提案モデルの基になっている Cavalcanti らのモデルの性質上、実データよりも振幅は大きいものの、平均値はほぼ等しく、心拍数、拍出量は運動をはじめることにより急激に上昇し、血圧も若干、上昇するという実験結果と同様の結果が得られた。また Fig. 15 から分かるようにアトラクタの振舞いは安静状態と運動状態ではっきり分かれていることが分かる。さらに、最大リアプノフ指数は安静状態で  $\lambda_{\max}=0.274$ 、運動状態で

$\lambda_{\max}=0.228$  と、運動状態で小さく、複雑さの変化が実現されていて、これも実験結果と同様の結果が得られた。実験結果とシミュレーション結果の比較をまとめた表を Table 2 に示す。Table 2 を見ると分かるように、実験において個人差の大きかった血圧  $BP$ 、末梢血管抵抗  $R$  [dyns/cm<sup>5</sup>] については変化量に違いが見られるが、他の状態量については実験結果とほぼ同様の結果が得られていることが分かる。

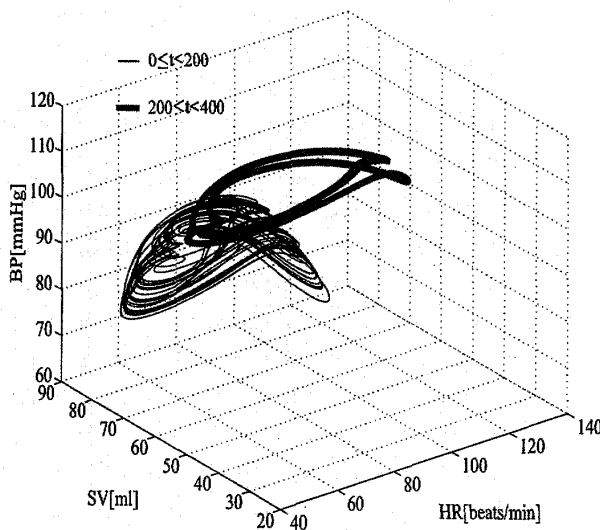


Fig. 15. 提案モデルにおける心拍数  $HR$ , 血圧  $BP$ , 一回拍出量  $SV$  のアトラクタ

Table 2. 実験結果とシミュレーション結果のデータ比較

	実験結果	シミュレーション結果
心拍数 $HR$ [beats/min]	23.5 上昇	26.0 上昇
血圧 $BP$ [mmHg]	1.49 上昇	6.12 上昇
一回拍出量 $SV$ [ml]	0.0040 上昇	0.1 上昇
拍出量 $CO$ [l/min]	2.09 上昇	1.87 上昇
末梢血管抵抗 $R$ [dyn $\times$ sec/cm <sup>5</sup> ]	408.2 降下	258.5 降下
交感神経活動の指標 $LF/HF$	0.997 上昇	0.788 上昇
最大リアブノフ指数 $\lambda_{max}$	0.039 降下	0.042 降下

提案モデルにおいて得られたシミュレーション結果のようなモードごとに異なる振舞いは元の Cavalcanti らの循環系モデルでは見ることはできない。この原因は、モードごとの状態量の振舞いや状態量間の関係を十分に考慮していないためであると考えられる。元のモデルにおいては状態依存性の強い末梢血管抵抗が定数であり、交感神経の作用も考慮されていない。さらに、拍出量  $CO$  から血圧  $BP$ , 血圧  $BP$  から心周期  $T$ , 一回拍出量  $SV$  の関係は考慮されているが交感神経と各状態量との関係や、各状態量のモードごとの振舞

いなどについては無視されている。これらの問題点が複数のモードダイナミクスに対応させるという今回の関数設定において、重大な影響を与えていたことは、Cavalcanti らの循環系モデルを構成的アプローチで改変した本論文の手法により明らかにされた点である。ここでの構成的アプローチとは、生理学的知見のみに頼ったモデル化ではなく、モデルの数理的側面から解析的に振舞いを予測し、観測事実に合致するようにモデルを構築する手法を意味する。この構成的アプローチによる試行錯誤の過程で、従来のモデル化における生理学的常識の適用範囲や、その範囲を超えた場合の新たなモデル化についての知見が得られた点を強調したい。例えば、以前のシミュレーションでは  $f_T(BP)$  の改変のみを行い、 $f_{SV}(BP)$  の状態依存性は考慮していなかった。これは一回拍出量  $SV$  は状態依存性が小さく、モードによらず一定とみなせるという生理学的知見によるものであったが、その結果、各状態量の振舞いは安静状態から運動状態に移る際に、平均値で見ると生体に近い値になるものの振幅が大きくなってしまおうという実際の生体循環系とは異なる振舞いになってしまった<sup>17)</sup>。血圧  $BP$  から拍出量  $CO$  を得る関数の改変により、この問題点を解決するためには  $f_{SV}(BP)$  の状態依存性も考慮すべきであると考えられ、第3節で述べた(9), (11)式を構成する新しいモデルが実現された。重要な点は、生理学的知見を積み上げる手法では気付くのが難しいモデルの適用範囲が、構成的アプローチでは比較的簡単に発見でき、結果として、新モデルの方が生理学的にもより妥当なモデルになった点である。

このように、構成的アプローチを成功させるためには、今回の提案モデル、および基になった Cavalcanti らの循環系モデルが、線形要素である3要素 Windkessel モデルとシグモイド関数からなる簡単なシステムであったように、シンプルなモデルを採用することが重要である。このような構成的アプローチにより、状態量間の関係など生体循環系ダイナミクス明らかにされていない部分についても新しい知見を示すことが可能であると期待される。

## 5. おわりに

本研究では、生体の循環系の特徴量のダイナミクスがモードごとに変化する様子をふまえた上で、実際の生体におけるモード毎の振舞いをカオスの指標などを基に定量化し、モデルを構築した。さらに、計算機シミュレーションにより、モード毎の振舞いの違いを確認し、生体の振舞いとと比較、検討を行った。

生体ダイナミクスのモード遷移をこのように捉えたモデルはこれまでに提案されていないため、たとえば従来の循環系モデルに基づく人工心臓制御では、モード遷移は考慮されていない。とくに、従来の人工心臓の制御では、安静時における制御を目的としたものが多い。また、安静時の場合でも、多くの場合、中心動脈圧の上昇など生体における急激な変化には対応できず、種々の循環動態の異常が出現している。医療分野においても、高血圧などのような、様々な病気における生体循環系のダイナミクスはまだ解明されていない。また、現存する制御方法の中で、運動による必要拍出量の変化など、刻々と変化する生体の要求に十分な応答速度で対応できるものは存在しない。そういった意味では、今回提案したモードを考慮したモデルは生体ダイナミクス解析の新しい方向性を示すものである。しかし、生体の状態量におけるモードごとの振る舞いや状態量間の関係はまだあまり解明されておらず更なる解析が必要である。第4節で言及したように、本研究における構成的アプローチの採用により、このような関係を解明する一翼を担うことが期待される。この解析を進めて提案モデルをさらに改良することで複数のモードに対応可能なより実際の循環系に近い生体モデルの構築も不可能ではない。

## 文 献

- 1) 二宮石雄: 循環系の制御機構, 計測と制御, **38**, 33-38, 1985
- 2) 阿部裕輔, 鎮西恒夫, 磯山 隆, 満洲邦彦, 松浦弘幸, 馬場一憲, 河野明正, 小野俊哉, 望月修一, 孫 艶萍, 今西 薫, 吉澤 誠, 田中 明, 内山賢一, 藤正 巖, 渥美和彦, 井街 宏: 完全人工心臓1/R制御による532日生存ヤギの血行動態と病体生理, 人工臓器, **26**, 21-26, 1997
- 3) 吉澤 誠, 田中 明, 阿部健一, 竹田 宏, 山家智之, 仁田新一, 阿部裕輔, 井街 宏: 人工心臓の制御, 計測と制御, **38**, 328-333, 1999
- 4) Mulder G.: The heart of mental effort., Thesis. University of Groningen, 1980
- 5) Cavalcanti S., Belardinelli E.: Modeling of cardiovascular variability using a differential delay equation, IEEE Trans. Biomed Eng., **43**, 982-989, 1996
- 6) 成田大気, 本間経康, 酒井正夫, 吉澤 誠, 阿部健一: 循環系におけるモード遷移ダイナミクスのカオスの遍歴モデル, 東北大学医学部保健学科紀要, **13**, 101-112, 2004
- 7) Agarwal A., Anand I., Sakhuja V., Chugh K.: Effect of dialysis and renal transplantation on autonomic dysfunction in chronic renal failure, Kidney Int., **40**, 489-495, 1991
- 8) London G., Guerin A., Marchais S., Pannier B., Safar M., Day M., Metivier F.: Cardiac and arterial interactions in endstage renal disease, Kidney Int., **50**, 600-608, 1996
- 9) Lerma C., Minzoni A., Infante O., Jose M. V.: A mathematical analysis for the cardiovascular control adaptations in chronic renal failure, Artificial Organs, **27**, 398-409, 2004
- 10) Narita T., Homma N., Sakai M., Yoshizawa M., Abe K.: Chaotic itinerancy model for human circulatory systems dynamics, Proc. SICE Annual Conference 2004, 2124-2129, 2004
- 11) Narita T., Homma N., Sakai M., Yoshizawa M., Abe K.: Chaotic mode transition dynamics in human circulatory systems, IFAC World Congress 2005
- 12) Tsuda T., Tahara T., Iwanaga H.: An observation of a chaotic pulsation in human capillary vessels and its dependence on the mental and physical conditions, International J. of Bifurcation and Chaos, **2**, 313-324, 1992
- 13) 田原 孝: 臨床におけるカオスの応用, バイオメカニズム学会誌, **19**, 105-116, 1995
- 14) 宮田 洋: 新生理心理学1巻—生理心理学の基礎—, 北大路書房, 158-196, 1998

- 15) 井田智剛：循環系の動特性推定に関する研究，東北大学工学部電気工学科学士学位論文，10-22, 1996
- 16) Narita T., Homma N., Sakai M., Tanaka A., Yoshizawa M., Abe K.: Nonlinear analysis of chaotic dynamics in human circulatory systems, *Proc. SICE Annual Conference 2005*, 488-493, 2005
- 17) 成田大気，本間経康，酒井正夫，田中 明，吉澤誠，阿部健一：複雑系モデルを用いた生体循環系ダイナミクスの解析，計測自動制御学会東北支部，**226**, 1-6, 2005